

This Page Is Inserted by IFW Operations
and is not a part of the Official Record

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images may include (but are not limited to):

- BLACK BORDERS
- TEXT CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- FADED TEXT
- ILLEGIBLE TEXT
- SKEWED/SLANTED IMAGES
- COLORED PHOTOS
- BLACK OR VERY BLACK AND WHITE DARK PHOTOS
- GRAY SCALE DOCUMENTS

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

**As rescanning documents *will not* correct images,
please do not report the images to the
Image Problem Mailbox.**

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 04-008342

(43)Date of publication of application : 13.01.1992

(51)Int.Cl.

A61B 1/00
G02B 23/24

(21)Application number : 02-109697

(71)Applicant : OLYMPUS OPTICAL CO LTD

(22)Date of filing : 25.04.1990

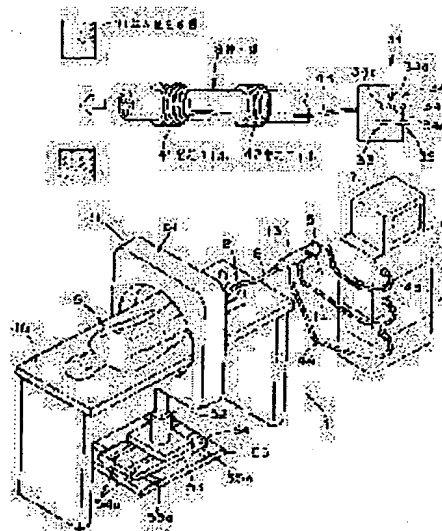
(72)Inventor : GOTANDA SHOICHI
UEDA YASUHIRO
TAKEHATA SAKAE
ADACHI HIDEYUKI
YAMAGUCHI TATSUYA
NAKAMURA TAKEAKI
HAYASHI MASAOKI

(54) INSERTING DEVICE INTO TESTEE BODY

(57)Abstract:

PURPOSE: To improve guidance controllability and safety while making an insertion part guidable by providing the insertion part, inserted into the testee body, and a magnetic field generating means, provided in the insertion part, and utilizing a magnetic field generated from the magnetic field generating means.

CONSTITUTION: After an insertion part 8 of an endoscope 2 is inserted to a certain degree into the testee body such as the colon or the like, air core coils 41, 42 are electrified by connecting a movable contact 34a of a changeover switch 34 in a control unit to one of fixed contacts 34b, 34c. Then, attractive or repulsive magnetic force is generated between the coils 41, 42 and a magnetic force generating device 11, arranged outside the testee body, by generating a magnetic field from these air core coils 41, 42. The insertion part 8 is guided in the testee body by using magnetic force, by moving a magnetic field generating part 51 of the magnetic force generating device 11 while observing the endoscope displayed by a TV monitor 7. The insertion part 8 can be controlled to advance/retract by switching the changeover switch 34 to switch magnetic force from attraction to repulsion and from repulsion to attraction.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

⑬ Int. Cl.⁵A 81 B 1/00
G 02 B 23/24

識別記号

3 2 0 Z
A

庁内整理番号

8718-4C
7132-2K

⑭ 公開 平成4年(1992)1月13日

審査請求 未請求 請求項の数 1 (全13頁)

⑮ 発明の名称 被検体内挿入装置

⑯ 特 願 平2-109697

⑰ 出 願 平2(1990)4月25日

⑱ 発 明 者 五 反 田 正 一 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリジナル光学工業株式会社内

⑲ 発 明 者 植 田 康 弘 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリジナル光学工業株式会社内

⑳ 発 明 者 竹 端 榮 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリジナル光学工業株式会社内

㉑ 出 願 人 オリジナル光学工業株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

㉒ 代 理 人 弁理士 伊 藤 進
最終頁に続く

明 細 書

1. 発明の名称

被検体内挿入装置

2. 特許請求の範囲

被検体内に挿入される挿入部と、前記挿入部に設けられた磁界発生手段とを有し、前記磁界発生手段から発生される磁界を利用して前記挿入部を誘導する被検体内挿入装置において、

前記磁界発生手段は、通電によって磁界を発生する空芯コイルを有することを特徴とする被検体内挿入装置。

3. 発明の詳細な説明

〔産業上の利用分野〕

本発明は、挿入部を磁気的に誘導する被検体内挿入装置に関する。

〔従来の技術〕

近年、医療分野及び工業分野において内視鏡が広く用いられるようになった。

前記内視鏡による検査あるいは診断を行うためには、挿入部を体腔内等に挿入することが必要に

なる。この場合、挿入経路が屈曲している場合が多いので、挿入作業に熟練した術者でないと、挿入に時間がかかることがある。

これに対処するに、特開昭55-133237号公報や西独特許出願公開第1262276号等々に示されるように、内視鏡の挿入部に強磁性体あるいは磁石を設け、この挿入部を体外から磁気的に誘導することが提案されている。

〔発明が解決しようとする課題〕

しかしながら、挿入部の被誘導部に磁性体を用いると、外部磁界の強度を変化させて誘導をコントロールする必要がある、誘導制御性が悪く、また装置が大型化するという問題点がある。また、磁性体が発熱する虞があり、医療用内視鏡等では安全性に問題がある。

本発明は、上記事情に鑑みてなされたものであり、挿入部に設けられた磁界発生手段から発生される磁界を利用して挿入部を誘導できると共に、誘導制御性と安全性を向上させた被検体内挿入装置を提供することを目的としている。

〔課題を解決するための手段〕

本発明の被検体内挿入装置は、被検体内に挿入される挿入部と、前記挿入部に設けられた磁界発生手段とを有し、前記磁界発生手段から発生される磁界を利用して前記挿入部を誘導するものにおいて、前記磁界発生手段として、通電によって磁界を発生する空芯コイルを用いたものである。

〔作用〕

本発明では、空芯コイルに通電することにより、この空芯コイルが磁界を発生し、この磁界を利用して挿入部が誘導される。誘導の制御は、空芯コイルに通電する電流の制御によって可能である。また、空芯コイルに対する通電を停止すると、空芯コイルは非磁性化する。

〔実施例〕

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

第1図ないし第4図は本発明の第1実施例に係り、第1図は内視鏡装置の要部を示す説明図、第2図は内視鏡装置の全体を示す斜視図、第3図は

の側部からライトガイドケーブル14が延設され、このライトガイド14の先端に、前記光源装置3に着脱自在に接続されるコネクタ14aが設けられている。

第3図に示すように、前記挿入部8の先端側には、硬性の先端構成部19が設けられ、この先端構成部19の後方に、湾曲可能な湾曲部21が設けられている。前記先端構成部19の先端面には、照明窓及び観察窓が設けられている。前記照明窓の内側には、配光レンズ15が設けられ、この配光レンズ15の後端にライトガイド16が設けられている。このライトガイド16は、前記挿入部8及びライトガイドケーブル14内を挿通され、入射端部は前記コネクタ14aに接続されている。そして、前記光源装置3内の図示しないランプで発光された照明光は、図示しないコンデンサレンズによって集光されて前記ライトガイド16の入射端に入射し、このライトガイド16及び配光レンズ15を経て前記照明窓から前方に出射されるようになっている。

内視鏡の挿入部の先端部を示す断面図、第4図は本実施例の変形例の内視鏡装置の要部を示す説明図である。

第2図に示すように、本実施例の内視鏡装置1は、ファイバスコープである内視鏡2と、この内視鏡2に照明光を供給する光源装置3と、前記内視鏡2の接眼部4に装着されるTVカメラ5と、このTVカメラ5に対する信号処理を行うカメラコントロールユニット(以下、CCUと記す。)6と、このCCU6から出力される映像信号を入力して被写体像を表示するTVモニター7と、前記内視鏡2の挿入部8が挿入される患者9が置かれるベッド10の周囲に配設された磁力発生装置11と、前記内視鏡2に設けられた後述する空芯コイル30が接続される制御装置31とを備えている。

前記内視鏡2は、可撓性を有する細長の挿入部8を有し、この挿入部8の後端に太軸の操作部13が設けられ、この操作部13の頂部(後端部)に接眼部4が設けられている。また、操作部13

また、前記観察窓の内側には、対物レンズ24が設けられ、この対物レンズ24の結像位置に、イメージガイド25の先端面が配置されている。このイメージガイド25は、前記挿入部8及び操作部13内を挿通され、後端面は接眼部4内の図示しない接眼レンズに対向している。そして、前記照明光で照明された被写体の光学像は、対物レンズ24によってイメージガイド25の先端面に結像され、このイメージガイド25によって接眼部4に伝達され、この接眼部4の接眼レンズを介して拡大観察されるようになっている。

また、前記接眼部4に装着されるTVカメラ5は、前記接眼レンズに対向する図示しない結像レンズと、この結像レンズの結像位置に配置された図示しない固体撮像素子、例えばCCDとを備えている。そして、前記接眼部4に伝達された光学像は、前記結像レンズによってCCD上に結像され、このCCDによって光電変換されるようになっている。このCCDの出力信号は、CCU6に入力されて信号処理されて映像信号に変換され、

この映像信号を入力するTVモニターに被写体像が表示されるようになっている。

前記先端構成部19に隣接する湾曲部21は、関節駒22、22、…を互いに回動自在に連結して構成され、上下方向とか左右方向に湾曲自在であり、操作部13に設けた図示しない湾曲ノブを回動することにより、任意の方向に湾曲できるようになっている。この湾曲部21は可換性の外被で被覆されている。

この挿入部8は、磁力により引き付けられない非磁性体（アルミニウム、銅系合金、プラスチック等）で構成されている。

また、第1図及び第3図に示すように、前記挿入部8の先端側の外周部には、軸方向の異なる位置に、2つの空芯コイル41、42が取り付けられている。この空芯コイル41、42の両端に接続されたリード線43は、挿入部8外または挿入部8内を経て、操作部13から延出された接続コード44を経て、制御装置12に接続されるようになっている。

に、2つの直流電源32、33と切換スイッチ34とを備えている。前記空芯コイル41、42の一端は切換スイッチ34の可動接点34aに接続され、他端は電源32の正極と電源33の負極とに接続されている。また、電源32の負極は切換スイッチ34の固定接点34bに接続され、電源33の正極は切換スイッチ34の固定接点34cに接続されている。また、切換スイッチ34のもう1つの固定接点34dには何も接続されていない。従って、切換スイッチ34の可動接点34aを固定接点34b、34cの一方に選択的に接続することにより、空芯コイル41、42に通電する電流の向きを反転することができ、これにより、空芯コイル41、42と磁力発生装置11との間に働く磁力を吸引力または反発力とすることができる。また、切換スイッチ34の可動接点34aを固定接点34dに接続したときは、空芯コイル41、42には通電されず、磁力発生装置11との間に磁力が発生しないようになっている。

次に、以上のような構成された本実施例の作用に

また、患者9が水平に設置されるベッド10は木製等、非磁性材料で構成されている。

このベッド10の周囲には、磁力発生装置11が設けられている。この磁力発生装置11は、電磁石または永久磁石からなる磁界発生部51を有している。この磁界発生部51は、上下動可能なピストン52上に設けられ、上下方向（Z方向とする。）に移動可能になっている。このピストン52の下部は可動台53上に固定されている。この可動台53は、ベッド10の長手方向（X方向とする。）に沿ったレール54a、54aを有するベース54上に、前記レール54a、54aに沿って移動可能に取り付けられている。前記ベース54は、前記X方向及びZ方向に直交するY方向に沿ったレール55a、55aを有するベース55上に、前記レール55a、55aに沿って移動可能に取り付けられている。このように、磁界発生部51は、X、Y、Zの任意の方向に移動できるようになっている。

一方、前記制御装置31は、第1図に示すよう

について説明する。

内視鏡2の挿入部8を大腸等の被検体内にある程度挿入した後、制御装置12内の切換スイッチ34の可動接点34aを固定接点34b、34cの一方に接続して空芯コイル41、42に通電する。すると、この空芯コイル41、42から磁界が発生し、被検体外に配置された磁力発生装置11との間に吸引力または反発力の磁力が発生する。そして、TVモニターに表示される内視鏡を観察しながら、磁力発生装置11の磁界発生部51を移動させて、前記磁力を用いて挿入部8を被検体内で誘導する。前記切換スイッチ34を切り換えることにより、前記磁力を、吸引力から反発力へ、または反発力から吸引力へ切り換えて、挿入部8の進退を制御することもできる。また、切換スイッチ34の可動接点34aを固定接点34dに接続すると、空芯コイル41、42には通電されず、この空芯コイル41、42は磁性を失い、挿入部8に作用する力はなくなり挿入部8は停止する。

このように本実施例によれば、大腸のような屈

曲した部位への挿入部8の挿入が容易になる。

また、挿入部8に設ける磁界発生手段として通電によって磁界を発生する空芯コイル41、42を用いたことにより、挿入部8の誘導の制御は、空芯コイル41、42に通電する電流の制御によって可能となり、被検体外の磁力発生装置11の発生する磁界は一定でも良い。従って、誘導制御性が向上され、装置の小型化、ローコスト化が可能となる。

また、空芯コイル41、42に対する通電を停止すると、空芯コイル41、42は非磁性化するため、発熱する虞がなく、安全性が向上する。

尚、本実施例において、空芯コイル41、42は、挿入部8に予め内蔵しても良く、アダプタとして着脱自在にしても良い。

また、電源32、33を電圧可変の電源とすることにより、空芯コイル41、42に作用する磁力を調整することが可能となる。

第4図は本実施例の変形例を示す。この例は、挿入部8の軸方向の異なる位置に複数の空芯コ

イル61、62、63、64を設け、制御装置31によってこれらのコイルに選択的に通電できるようにしたものである。

このように、コイル61、62、63、64に選択的に通電することにより、より複雑で微妙な動きの制御が可能となる。

第5図ないし第7図は本発明の第2実施例に係り、第5図は内視鏡装置の要部を示す説明図、第6図は本実施例の変形例における制御装置の構成を示す回路図、第7図は変形例において空芯コイルに通電される電流を示す波形図である。

本実施例は、第5図に示すように、制御装置31内に交流電源36を設け、第1実施例の空芯コイル41、42に前記交流電源36を接続可能にしたものである。

前記交流電源36により空芯コイル41、42に交流電流を流すと、磁力発生装置11との間に発生する磁力が、吸引力と反発力とに交互に反転し、これにより挿入部8は軸方向に振動する。そして、この振動により、挿入部8と被検体との間

の静止摩擦が減少し、挿入部8の挿入がより容易となる。

尚、前記制御装置31内には、前記交流電源36の他に、第1実施例における直流電源32、33及び切換スイッチ34も設け、空芯コイル41、42に交流電流と直流電流とを選択的に通電できるようにしても良い。

その他の構成、作用及び効果は第1実施例と同様である。

第6図及び第7図は本実施例の変形例を示している。この変形例では、第6図に示すように、電圧可変の直流電源37を前記交流電源36に直列に接続して、空芯コイル41、42に通電する交流電流に直流電流を重ねできるようにしている。

第7図(a)に示すように直流電流をゼロにすると、挿入部8は所定の位置を中心として軸方向に振動し、第7図(b)に示すように直流電流を重ねると、挿入部8は軸方向に振動しながら、進退または後退する。

第8図は本発明の第3実施例における内視鏡装

置の要部を示す説明図である。

本実施例では、挿入部8の外周部に、輪型に巻回した4つの空芯コイル71、72、73、74を設けている。空芯コイル71、72は、互いに対象な位置に配置され、この空芯コイル71、72に通電することによって径方向に磁束が発生するようになっている。また、空芯コイル73、74は、前記空芯コイル71、72とは挿入部8の軸方向に異なる位置において、互いに対象な位置に配置され、且つ、空芯コイル71、72とは周方向に90°異なる位置に配置されている。この空芯コイル73、74に通電することによって、前記空芯コイル71、72によって発生する磁束の方向とは直交する径方向に磁束が発生するようになっている。

また、外部の磁力発生装置11は、通電された空芯コイル71〜74との間で磁力を発生するような磁界を発生するようになっている。

本実施例では、前記空芯コイル71〜74に交流電流を加えると、外部の磁力発生装置11によ

る定常磁界との相互作用により、挿入部8が径方向に振動する。この振動により、挿入部8と被検体との間の静止摩擦が減少し、挿入部8の挿入がより容易となる。

また、前記空芯コイル71～74に選択的に直流電流を加えることにより、挿入部8を上下左右の各方向に誘導することができる。

その他の構成、作用及び効果は第1実施例と同様である。

第9図ないし第10図は本発明の第4実施例に係り、第9図は内視鏡装置の要部を示す説明図、第10図は空芯コイルに対する通電を制御する回路を示す回路図、第11図は本実施例の動作を説明するための説明図である。

第9図に示すように、本実施例では、内視鏡2の挿入部8の外周部の軸方向に異なる位置に、3つの空芯コイル81、82、83が設けられている。また、これらのコイル81、82、83を覆うように、挿入部8の外周部には磁性流体バルーン84が取り付けられている。この磁性流体バル

挿入部8を被検体内に挿入すると共に、磁性流体を磁性流体バルーン84内に充填する。そして、切換スイッチ89の可動接点89aを、固定接点89b、89c、89d、89b、…の順に循環的に接続する。すると、空芯コイル81、82、83が、この順番で順に磁界を発生する。磁界を発生した空芯コイルの周囲には磁性流体が集まるため磁性流体バルーン84が膨らむ。従って、第11図に示すように、前記バルーン84は、初めにコイル81の周囲が膨らみ、次にコイル82の周囲が膨らみ、次にコイル83の周囲が膨らむ。この動作が繰り返されることにより、被検体の内壁に接触するバルーン84がぜん動し、挿入部8が自動的に被検体内の奥へ挿入される。

このように、本実施例によれば、外部の磁力発生装置11を用いることなく、内視鏡2の挿入部8を自動的に挿入することができる。

第12図は本発明の第5実施例におけるカプセル型内視鏡及びその制御装置を示す説明図である。

カプセル型内視鏡150は、前部及び後部

部84には、挿入部8内を挿通されたチューブ85を介して、内視鏡2外に設けられた磁性流体タンク87が接続され、前記チューブ85にはポンプ86が介装されている。そして、前記ポンプ86によって、磁性流体タンク87に貯留された磁性流体を磁性流体バルーン84内に充填できるようになっている。

第10図に示すように、前記空芯コイル81、82、83の一端はそれぞれ切換スイッチ89の固定接点89b、89c、89dに接続されている。前記切換スイッチ89の可動接点89aは直流電源88の正極に接続され、この電源88の負極は空芯コイル81、82、83の他端に接続されている。従って、前記切換スイッチ89を切り換えることにより、空芯コイル81、82、83に選択的に通電できるようになっている。

本実施例では、磁力発生装置11は設けられていない。

その他の構成は第1実施例と同様である。

次に、本実施例の作用について説明する。

が球面状に形成された円柱状のカプセル本体151を有している。このカプセル本体151の前端面の中央部には、観察窓が設けられ、この観察窓の内側に対物レンズ152が設けられている。この対物レンズ152の結像位置には、CCD153が設けられている。また、前記観察窓の周囲には、複数の照明窓が設けられ、各照明窓の内側にはLED154が設けられている。また、前記カプセル本体151内の後端側には、前記CCD153及びLED154を駆動する駆動回路156と、被検体外に配置される制御装置160との間で前記CCD153の出力信号や各種の指令信号の送受信を行う送受信部157と、カプセル型内視鏡150の各構成要素に電力を供給する電池を有する電源部158とが設けられている。また、前記カプセル本体151内の外周側には、空芯コイル159が設けられている。

前記制御装置160は、前記カプセル型内視鏡150の送受信部157との間で、無線または有線で、信号の送受信を行う送受信部161と、前

記送受信部161、157を介して、カプセル型内視鏡150に対して各種の指令信号を送る操作手段162と、前記送受信部161を介して入力されるCCD153の出力信号を信号処理して映像信号に変換する信号処理回路163とを備えている。そして、前記信号処理回路163からの映像信号が、TVモニター7に入力され、このTVモニター7に、カプセル型内視鏡150で撮像した被写体像が表示される。

また、図示しないが、被検体の周囲には、第1実施例と同様の磁力発生装置11が設けられている。

本実施例では、第1実施例と同様に、空芯コイル159に通電してこの空芯コイル159から磁界を発生させると共に、磁力発生装置11から磁界を発生させて、この磁力発生装置11とカプセル型内視鏡150の空芯コイル159との間に磁力を発生させ、磁力発生装置11を移動させてカプセル型内視鏡150を誘導する。

尚、カプセル本体151内に、前記対物レンズ

152、CCD153、LED154等の観察に必要な要素に代えて、pHセンサや温度センサ等のセンサを設け、胃内pH、腸内pH、温度等を検出するようにしても良い。また、カプセル本体151内に、腸液等を採取するための採取手段や施薬手段を設けても良い。

その他の構成、作用及び効果は第1実施例と同様である。

尚、本発明は、内視鏡に限らずカテーテルにも適用することができる。

また、本発明は、挿入部の先端部に固体撮像素子を設けた電子内視鏡にも適用することができる。

ところで、前記電子内視鏡の挿入部の先端部に永久磁石、強磁性体または電磁石を設け、体外に設けられた磁力発生部によって挿入部を磁気的に誘導する場合、磁力発生部によって高磁界を発生させると、電子内視鏡によって得られる内視鏡画像が乱れることがある。そこで、内視鏡画像を乱すことなく、挿入部を磁気的に誘導できるようにした内視鏡装置の6つの例を以下に示す。

第13図ないし第16図は第1の例に係り、第13図は内視鏡装置の全体を示す説明図、第14図は内視鏡装置の構成を示すブロック図、第15図はプロセス回路の構成を示すブロック図、第16図は本例の動作を説明するための説明図である。

第13図に示すように、内視鏡装置201は、電子内視鏡202と、この電子内視鏡202に照明光を供給すると共にこの電子内視鏡202に対する信号処理を行うビデオプロセッサ203と、前記ビデオプロセッサ203から出力される映像信号を入力して被写体像を表示するTVモニター7と、前記内視鏡202の挿入部8が挿入される患者9が置かれるベッド10の下に配設された磁力発生装置11とを備えている。前記磁力発生装置11は、電磁石からなる磁力発生部231を有し、この磁力発生部231は、水平面内で移動可能になっている。

前記電子内視鏡202は、可換性を有する細長の挿入部8と、この挿入部8の後端に連設された操作部13と、この操作部13の側部から延設さ

れたユニバーサルコード204とを備えている。前記ユニバーサルコード204の端部には、前記ビデオプロセッサ203のコネクタ受け209に着脱自在に接続されるコネクタ205が設けられている。

第14図に示すように、前記挿入部8の先端部に設けられた対物レンズ24の結像位置には、固体撮像素子、例えばCCD206が配設されている。このCCD206に接続された信号伝送用ケーブル207は、挿入部8、操作部13及びユニバーサルコード204内を挿通され、前記コネクタ205に接続されている。また、ライトガイド16の入射端部も、前記コネクタ205に接続されている。また、前記挿入部8の湾曲部21の外周部には、強磁性体208が取り付けられている。

前記ビデオプロセッサ203内には、ランプ213及びレンズ214を有する光源部212が設けられ、前記ランプ213から出射された照明光がレンズ214で集光されて前記ライトガイド16の入射端に入射するようになっている。また、

前記ビデオプロセッサ203内には、クロック発生器217と、このクロック発生器217から発生されたクロックが入力される駆動回路218とプロセス回路221と磁力駆動回路224とコントローラ225とが設けられている。

前記クロック発生器217で発生されたクロック信号は駆動回路218に入力され、この駆動回路218は、CCDドライブ信号を生成する。この駆動回路218は、リセット・水平転送パルス発生器219と垂直転送パルス発生器220とを有し、発生器219、220は、それぞれ、(電荷)リセットパルス ϕ_R 、水平転送パルス ϕ_H と、垂直転送パルス ϕ_V とを発生する。

前記垂直転送パルス ϕ_V 、電荷リセットパルス ϕ_R 及び水平転送パルス ϕ_H は、信号伝送用ケーブル207を経てCCD206に印加される。

前記駆動回路218からのドライブ信号が印加されると、CCD206は光電変換した信号Sを出力し、この信号Sは信号伝送用ケーブル206を経てプロセス回路221に入力される。

前記プロセス回路221は、CCD206から出力される信号Sを取り込み、TVモニタ7に映像信号を出力する。このプロセス回路221は、15図に示すように、CCD206の出力信号を信号処理して映像信号に変換する信号処理回路232と、この信号処理回路232からの映像信号をデジタル信号に変換するA/Dコンバータ233と、このA/Dコンバータ233の出力信号を記憶するフィールドメモリ234と、このフィールドメモリ234から読み出された信号をアナログ信号に変換してTVモニタ7や図示しないVTR等に出力するD/Aコンバータ235とを備え、前記フィールドメモリ234はコントローラ225によって書き込みと読み出しが制御されるようになっている。

また、前記磁力駆動回路224は、磁力発生装置11の磁力発生部231を駆動するようになっている。前記磁力発生部231から磁界を発生させることにより、この磁力発生部231と、挿入部8に設けられた強磁性体208との間に磁力

(例えば吸引力)が発生し、この磁力によって挿入部8を磁氣的に誘導することが可能となる。

本実施例では、コントローラ225によって、プロセス回路221内のフィールドメモリ234と、磁力駆動回路224とを制御して、第16図に示すように、1フィールドおきに映像信号を得てTVモニタ7に表示したりVTR等に記録する。そして、映像信号を得ないフィールドで磁力発生部231から磁界を発生させて挿入部8に磁氣的に誘導するようにしている。尚、映像信号を得ないフィールドでは、フィールドメモリ234に記憶されている前のフィールドの画像をもう一度読み出す。

このように本例によれば、内視鏡画像を得るタイミングと磁氣的に誘導するタイミングが完全に独立しているので、磁界によって内視鏡画像が乱れることなく挿入部8を磁氣的に誘導することができる。

尚、挿入部8に、強磁性体208の代りに、第1実施例のように空芯コイルを設けても良い。

本例のその他の構成、作用及び効果は第1実施例と同様である。

第17図は第2の例の動作を説明するための説明図である。

本例は、コントローラ225によるフィールドメモリ234と磁力駆動回路224の制御のみが第1の例と異なっている。第17図は映像信号の同期信号、すなわち垂直同期信号VSと水平同期信号HSとを示している。この図に示すように、本例では、映像は各フィールド全てにおいて得て、表示、記録する。そして、垂直ブランキング期間(垂直同期信号期間)で磁氣的誘導を行うようにしている。

本例によれば、画質を劣化させることなく、挿入部8を磁氣的に誘導することができる。

その他の構成、作用及び効果は第1の例と同様である。

第18図は第3の例の動作を説明するための説明図である。

本例は、図示しないスイッチ等によってコント

ローラ225の動作を切り換え、磁氣的誘導時は第1の例と同様に1フィールドおきに映像信号を取り込むフィールドモードとし、映像を取り込まないフィールドで磁氣的誘導用の磁界を発生させ、磁氣誘導を行わない通常時は全フィールドで映像を得るフレームモードとするようにしている。

本例によれば、磁氣的誘導時は、高画質は要求されないでフィールドモードとし、通常観察時は高画質が得られるようにフレームモードで使うことができる。

その他の構成、作用及び効果は第1の例と同様である。

第19図は第4の例の動作を説明するための説明図である。

本例は、磁氣的誘導時は、フィールドメモリ234にて、一定間隔で、画像のフリーズ(静止画像)とフリーズの解除とを交互に行い、フリーズ時に磁氣的誘導を行うようにしている。従って、磁氣的誘導時には、磁界によって乱されないフリーズ画像がTVモニタ7に表示される。

ット243に接続されている。この観察ユニット243は、ケーブル244を介して、前記磁力発生装置261の制御を行う制御回路を有する操作部245に接続されている。また、前記磁力発生装置261もケーブル240を介して前記操作部245に接続されている。前記操作部245には、内視鏡画像モニタ248と、患者データ表示部263と、磁力発生装置261の制御を行う制御回路に接続された誘導スイッチ264とが設けられている。

第21図に示すように、前記磁力発生装置261は、円環部265を有し、この円環部265にはリング状のガイドリング267が設けられている。このガイドリング267上には、複数の磁力発生部266A～266Pが周方向に沿って配列され、前記操作部245の誘導スイッチ264の操作により、任意の磁力発生部から選択的に磁界を発生できるようになっている。

尚、第21図は前記挿入部242を大腸241内に挿入した状態を示している。

本例によれば、効率良く磁氣的誘導を行うことができる。

その他の構成、作用及び効果は第1の例と同様である。

第20図及び第21図は第5の例に係り、第20図は内視鏡装置の全体を示す斜視図、第21図(a)は磁力発生装置の構成を示す説明図、第21図(b)は第21図(a)のA-A'線断面図である。

第1の例は、挿入部8を2次元的に誘導しようとするものであるが、本例は、3次元的に誘導可能になっている。

本例では、第20図に示すように、第1の例における磁力発生装置11の代りに、患者9を中心として患者9を囲む円環状の磁力発生装置261が設けられている。この磁力発生装置261は、レール262上を、患者9が載置されたベッド10の長手方向に移動可能になっている。

また、本例では、内視鏡の挿入部242の基部が、ビデオプロセッサ203を内蔵した観察ユニ

本例では、例えば磁力発生部266Aと266Iを選択して各磁力発生部266A、266Iによる磁力の強度を適当に調整することにより、挿入部242を上下方向に移動させることができる。

また、例えば、磁力発生部266P、266A、266Bと、磁力発生部266H、266I、266Jの各組を選択してこれらから磁力を発生させることにより、1つの磁力発生装置よりも強力な磁界が得られ、安定した誘導動作が可能となる。

また、例えば、磁力発生部266A、266G、266Kのように3つを選択してこれらから磁力を発生させることにより、挿入部8の広範囲な移動が可能となる。

また、その他、磁力発生部266A～266Pの種々の組み合わせにより挿入部242を種々の態様で誘導することかできる。

尚、本例における磁力発生部266A～266Pからの磁界の発生のタイミングは、第1ないし第4の例と同様である。

また、内視鏡画像モニタ428には、磁力発生

装置261で発生される磁力の方向を表示するようにしている。例えば、磁力の方向が上方であれば、第20図に示すように、「UP」というメッセージを表示する。

その他の構成、作用及び効果は第1ないし第4の例と同様である。

第22図及び第23図は第6の例に係り、第22図は内視鏡の挿入部の先端部を示す断面図、第23図(a)は外部磁界を発生させないときの指標を示す説明図、第23図(b)は外部磁界を発生させたときの指標を示す説明図である。

本例の内視鏡の挿入部8は、第1実施例における挿入部8に対して空芯コイル41、42を設けずに、代りに、先端構成部19とこの先端構成部19に取り付けられたフード20の少なくとも一方を強磁性体で構成している。そして、この強磁性体と外部の磁力発生装置との間に生じる磁力によって挿入部8を誘導するようにしている。また、本例では、前記挿入部8の先端部に設けられた対物レンズ24の前面に、指標装置270を設けて

いる。この指標装置270は、第23図に示すように、透明なガラス管あるいはチューブで形成された中空のリング271を有し、このリング271内には、磁性流体272と、この磁性流体272と比重が等しく分散性の良い透明な液体とが封入されている。前記磁性流体272は、対物レンズ24によって観察される。

均一な磁界内では、第23図(a)に示すように磁性流体272は均一に分布し、外部から磁氣的誘導用の磁界を発生させると、第23図(b)に示すように、磁性流体272が一方に偏る。従って、内視鏡画像において磁界の方向を知ることができる。

その他の構成、作用及び効果は第1ないし第4の例と同様である。

尚、第12図に示すカプセル型内視鏡において空芯コイル159の代りに強磁性体を設けたものを用い、前記第1ないし第4の例と同様に、映像信号を得るタイミングとこのカプセル型内視鏡を磁氣的に誘導するタイミングとを分離するように

しても良い。

〔発明の効果〕

以上説明したように本発明によれば、挿入部を誘導するためにこの挿入部に設けられる磁界発生手段として、通電によって磁界を発生する空芯コイルを用いたので、誘導制御は空芯コイルに通電する電流の制御によって可能となり誘導制御性が向上し、空芯コイルに対する通電を停止すると空芯コイルが非磁性化して発熱しないため安全性が向上するという効果がある。

4. 図面の簡単な説明

第1図ないし第4図は本発明の第1実施例に係り、第1図は内視鏡装置の要部を示す説明図、第2図は内視鏡装置の全体を示す斜視図、第3図は内視鏡の挿入部の先端部を示す断面図、第4図は本実施例の変形例の内視鏡装置の要部を示す説明図、第5図ないし第7図は本発明の第2実施例に係り、第5図は内視鏡装置の要部を示す説明図、第6図は本実施例の変形例における制御装置の構成を示す回路図、第7図は変形例において空芯コ

イルに通電される電流を示す波形図、第8図は本発明の第3実施例における内視鏡装置の要部を示す説明図、第9図ないし第10図は本発明の第4実施例に係り、第9図は内視鏡装置の要部を示す説明図、第10図は空芯コイルに対する通電を制御する回路を示す回路図、第11図は本実施例の動作を説明するための説明図、第12図は本発明の第5実施例におけるカプセル型内視鏡及びその制御装置を示す説明図、第13図ないし第23図は内視鏡画像を乱すことなく挿入部を磁氣的に誘導できるようにした内視鏡装置の6つの例に係り、第13図ないし第16図は第1の例に係り、第13図は内視鏡装置の全体を示す説明図、第14図は内視鏡装置の構成を示すブロック図、第15図はプロセス回路の構成を示すブロック図、第16図は本例の動作を説明するための説明図、第17図は第2の例の動作を説明するための説明図、第18図は第3の例の動作を説明するための説明図、第19図は第4の例の動作を説明するための説明図、第20図及び第21図は第5の例に係り、第

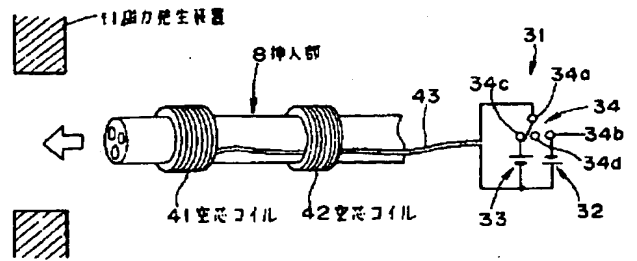
20図は内視鏡装置の全体を示す斜視図、第21図(a)は磁力発生装置の構成を示す説明図、第21図(b)は第21図(a)のA-A'線断面図、第22図及び第23図は第6の例に係り、第22図は内視鏡の挿入部の先端部を示す断面図、第23図(a)は外部磁界を発生させないときの指標を示す説明図、第23図(b)は外部磁界を発生させたときの指標を示す説明図である。

- 1…内視鏡装置 2…内視鏡
8…挿入部 11…磁力発生装置
41, 42…空芯コイル

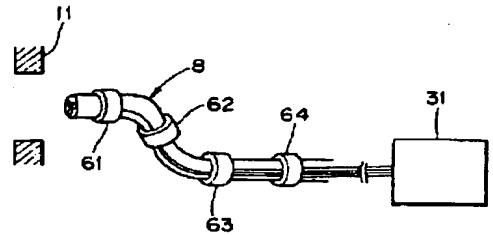
代理人 井理士 伊藤 進



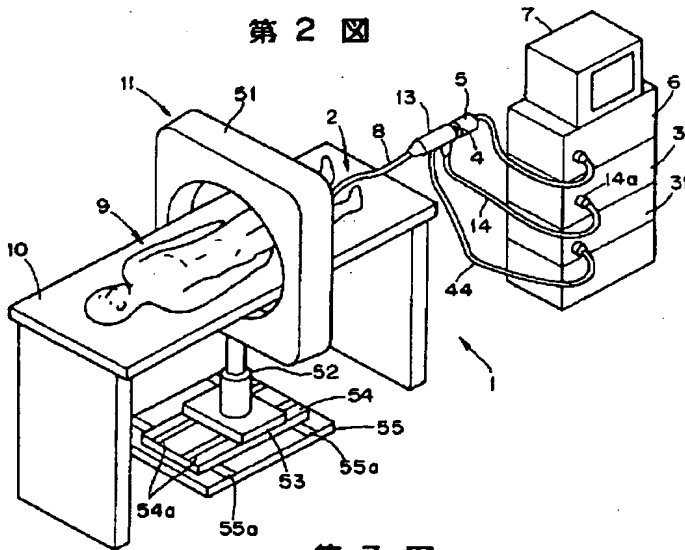
第1図



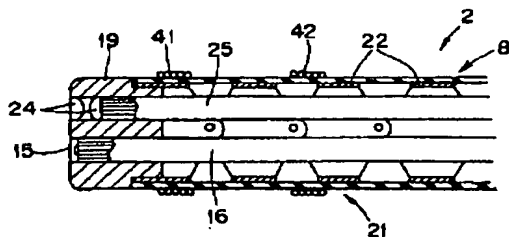
第4図



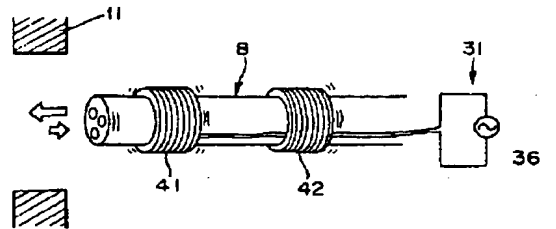
第2図



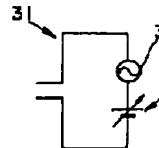
第3図



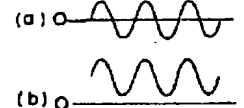
第5図



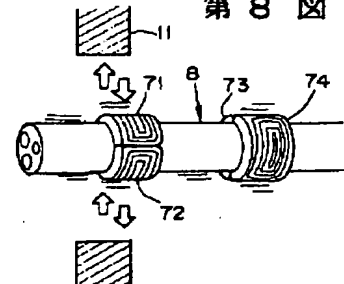
第6図



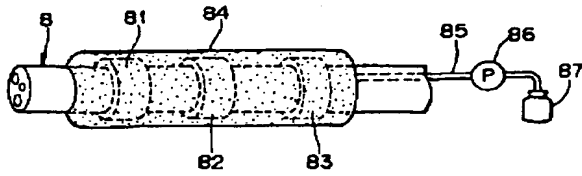
第7図



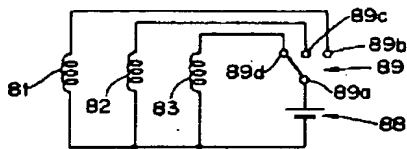
第8図



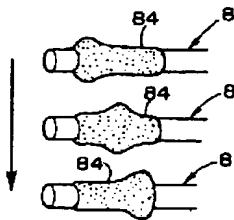
第9図



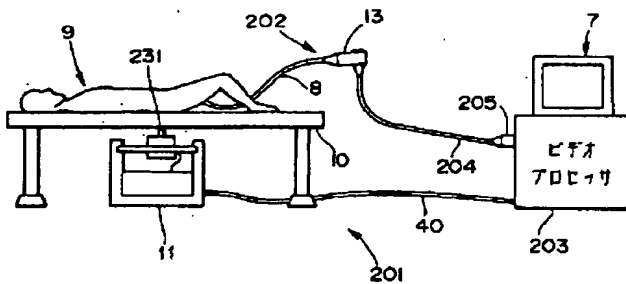
第10図



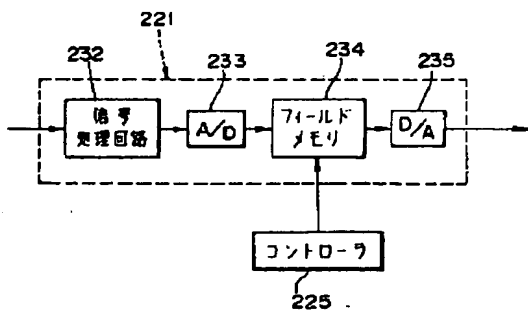
第11図



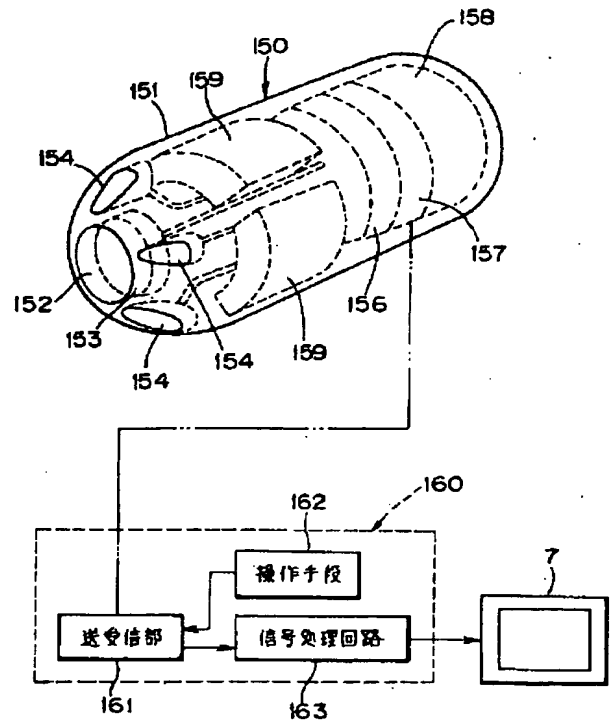
第13図



第15図



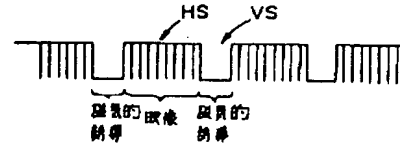
第12図



第16図

映像信号	磁界発生	映像信号	磁界発生
A 71-ルtd	B 71-ルtd	A 71-ルtd	B 71-ルtd

第17図



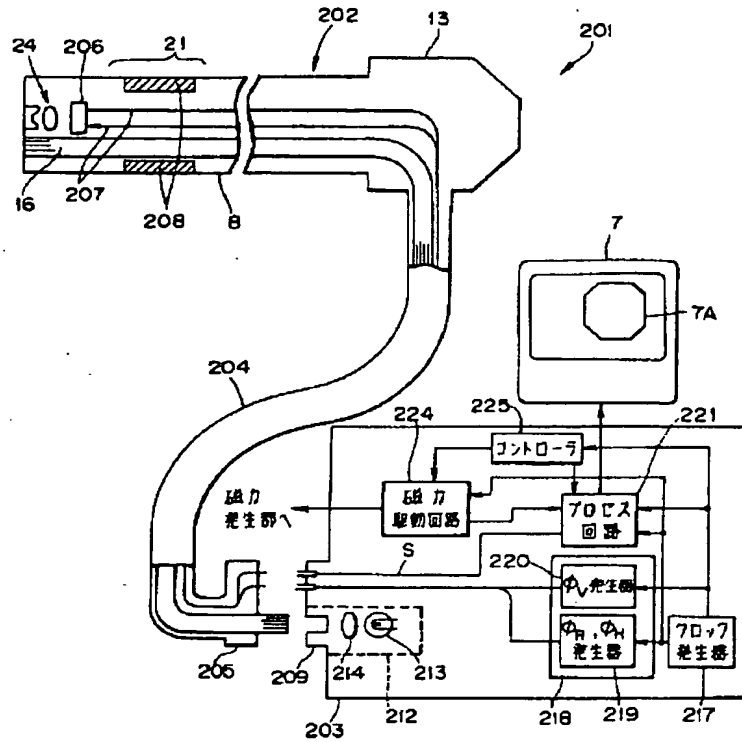
第18図

磁界の誘導時				通常時	
磁界発生	映像信号	磁界発生	映像信号	映像信号	映像信号
B 71-ルtd	A 71-ルtd	B 71-ルtd	A 71-ルtd	B 71-ルtd	A 71-ルtd

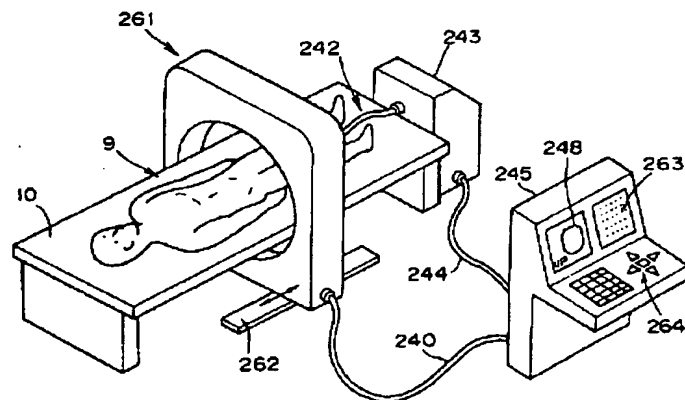
第19図

磁界の誘導		磁界の誘導	
フリーズ画像	リアルタイム画像	フリーズ画像	リアルタイム画像

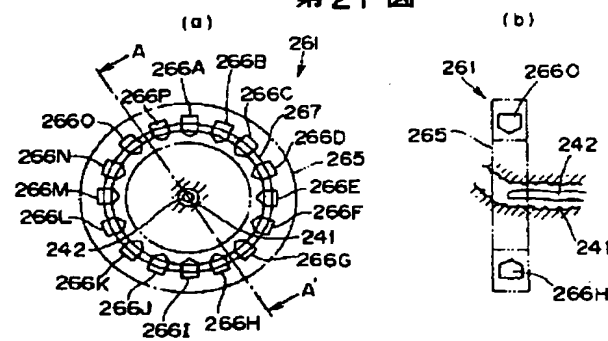
第 14 図



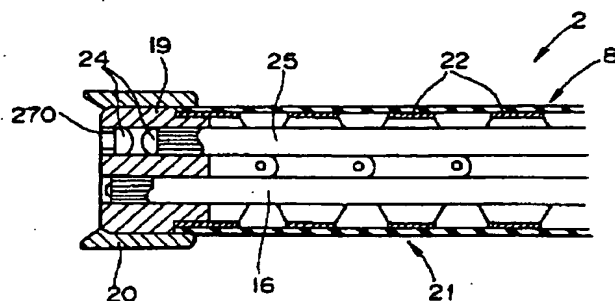
第20図



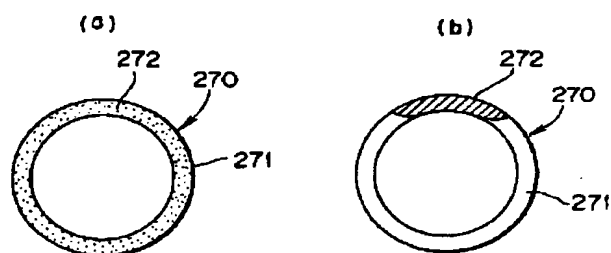
第21 図



第22図



第23図



第1頁の続き

⑦発明者	安達	英之	東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号	オリンパス光学工業株式会社内
⑧発明者	山口	達也	東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号	オリンパス光学工業株式会社内
⑨発明者	中村	剛明	東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号	オリンパス光学工業株式会社内
⑩発明者	林	正明	東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号	オリンパス光学工業株式会社内